

**Пояснювальна записка
до магістерської дисертації**

на тему: «Теоретичні основи, методи та засоби автоматизації розрахунків для динамічної контрастної магнітно-резонансної томографії»

Київ – 2015 року

3MCT

ПЕРЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

MPT

ROI

rCBV

rCBF

rMTT

TTA

TPP

РЕФЕРАТ

Актуальність . Динамічна контрастна магнітно-резонансна томографія (МРТ) з введенням контрастної речовини використовується для візуалізації та аналізу мозкового кровотоку. Під час проведення перфузійного МРТ-дослідження отримують серію зображень. Складність досліджень під час автоматичного визначення зони уваги полягає в тому, що найбільш інформативні для аналізу дані займають лише частину томографічного зображення. Труднощі також пов'язані з неможливістю використання константних статистичних даних в якості обмежувачів для проведення порогової фільтрації. Визначення зони уваги до проведення кількісних розрахунків та візуалізації отриманих результатів дозволяє позбутися зазначених проблем, тому автоматизація цього процесу є актуальною та невід'ємною частиною в перфузійних магнітно-резонансних дослідженнях.

Мета роботи. Розробити автоматизований підхід виділення зон уваги на зображеннях динамічної контрастної магнітно-резонансної томографії використовуючи адаптовані модифікації порогової фільтрації.

Задачі:

1. Огляд існуючих методів порогової фільтрації.
2. Формування адаптованих модифікацій порогової фільтрації.
3. Проектування та програмна реалізація автоматизованого підходу виділення зон уваги.
4. Перевірка ефективності запропонованого методу.

Об'єкт дослідження. Автоматизація розрахунків для динамічної контрастної магнітно-резонансної томографії.

Предмет дослідження. Виділення зон уваги на зображеннях динамічної контрастної магнітно-резонансної томографії.

Методи дослідження. Порогова фільтрація.

Наукова новизна. У роботі запропоновано автоматизований підхід виділення зон уваги на зображеннях динамічної контрастної магнітно-резонансної томографії за допомогою використання адаптованих модифікацій порогової фільтрації, які зможуть визначити діапазон потрібних значень для даних кожного окремого дослідження.

Проблематика робот. Підвищення якості класифікації

Практична цінність. Розроблено автоматизований підхід визначення зон уваги на зображеннях динамічної контрастної магнітно-резонансної томографії, який може бути використаний в реальних дослідженнях.

Публікації. За темою магістерської дисертації було опубліковано 1 наукову статтю та 1 доповідь на конференції.

Розмір пояснювальної записки складає 113 с. Записка містить 16 ілюстрацій та 4 таблиці. В цілому опрацьовані та використані 35 джерел.

Ключові слова: перфузія, магнітно-резонансна томографія, автоматизація, зони уваги.

РЕФЕРАТ

Актуальність . Динамічна контрастна магнітно-резонансна томографія (МРТ) з введенням контрастної речовини використовується для візуалізації та аналізу мозкового кровотоку. Під час проведення перфузійного МРТ-дослідження отримують серію зображень. Складність досліджень під час автоматичного визначення зони уваги полягає в тому, що найбільш інформативні для аналізу дані займають лише частину томографічного зображення. Труднощі також пов'язані з неможливістю використання константних статистичних даних в якості обмежувачів для проведення порогової фільтрації. Визначення зони уваги до проведення кількісних розрахунків та візуалізації отриманих результатів дозволяє позбутися зазначених проблем, тому автоматизація цього процесу є актуальною та невід'ємною частиною в перфузійних магнітно-резонансних дослідженнях.

Мета роботи. Розробити автоматизований підхід виділення зон уваги на зображеннях динамічної контрастної магнітно-резонансної томографії використовуючи адаптовані модифікації порогової фільтрації.

Задачі:

1. Огляд існуючих методів порогової фільтрації.
2. Формування адаптованих модифікацій порогової фільтрації.
3. Проектування та програмна реалізація автоматизованого підходу виділення зон уваги.
4. Перевірка ефективності запропонованого методу.

Об'єкт дослідження. Автоматизація розрахунків для динамічної контрастної магнітно-резонансної томографії.

Предмет дослідження. Виділення зон уваги на зображеннях динамічної контрастної магнітно-резонансної томографії.

Методи дослідження. Порогова фільтрація.

Наукова новизна. У роботі запропоновано автоматизований підхід виділення зон уваги на зображеннях динамічної контрастної магнітно-резонансної томографії за допомогою використання адаптованих модифікацій порогової фільтрації, які зможуть визначити діапазон потрібних значень для даних кожного окремого дослідження.

Проблематика робот. Підвищення якості класифікації

Практична цінність. Розроблено автоматизований підхід визначення зон уваги на зображеннях динамічної контрастної магнітно-резонансної томографії, який може бути використаний в реальних дослідженнях.

Публікації. За темою магістерської дисертації було опубліковано 1 наукову статтю та 1 доповідь на конференції.

Розмір пояснювальної записки складає 113 с. Записка містить 16 ілюстрацій та 4 таблиці. В цілому опрацьовані та використані 35 джерел.

Ключові слова: перфузія, магнітно-резонансна томографія, автоматизація, зони уваги.

РЕФЕРАТ

Актуальність . Динамічна контрастна магнітно-резонансна томографія (МРТ) з введенням контрастної речовини використовується для візуалізації та аналізу мозкового кровотоку. Під час проведення перфузійного МРТ-дослідження отримують серію зображень. Складність досліджень під час автоматичного визначення зони уваги полягає в тому, що найбільш інформативні для аналізу дані займають лише частину томографічного зображення. Труднощі також пов'язані з неможливістю використання константних статистичних даних в якості обмежувачів для проведення порогової фільтрації. Визначення зони уваги до проведення кількісних розрахунків та візуалізації отриманих результатів дозволяє позбутися зазначених проблем, тому автоматизація цього процесу є актуальною та невід'ємною частиною в перфузійних магнітно-резонансних дослідженнях.

Мета роботи. Розробити автоматизований підхід виділення зон уваги на зображеннях динамічної контрастної магнітно-резонансної томографії використовуючи адаптовані модифікації порогової фільтрації.

Задачі:

1. Огляд існуючих методів порогової фільтрації.
2. Формування адаптованих модифікацій порогової фільтрації.
3. Проектування та програмна реалізація автоматизованого підходу виділення зон уваги.
4. Перевірка ефективності запропонованого методу.

Об'єкт дослідження. Автоматизація розрахунків для динамічної контрастної магнітно-резонансної томографії.

Предмет дослідження. Виділення зон уваги на зображеннях динамічної контрастної магнітно-резонансної томографії.

Методи дослідження. Порогова фільтрація.

Наукова новизна. У роботі запропоновано автоматизований підхід виділення зон уваги на зображеннях динамічної контрастної магнітно-резонансної томографії за допомогою використання адаптованих модифікацій порогової фільтрації, які зможуть визначити діапазон потрібних значень для даних кожного окремого дослідження.

Проблематика робот. Підвищення якості класифікації

Практична цінність. Розроблено автоматизований підхід визначення зон уваги на зображеннях динамічної контрастної магнітно-резонансної томографії, який може бути використаний в реальних дослідженнях.

Публікації. За темою магістерської дисертації було опубліковано 1 наукову статтю та 1 доповідь на конференції.

Розмір пояснювальної записки складає 113 с. Записка містить 16 ілюстрацій та 4 таблиці. В цілому опрацьовані та використані 35 джерел.

Ключові слова: перфузія, магнітно-резонансна томографія, автоматизація, зони уваги.

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ З ТЕМИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Вступ

Магнітно-резонансна томографія, МРТ (англ. Magnetic resonance tomography, MRT або англ. Magnetic resonance imaging, MRI) – це томографічний метод дослідження внутрішніх органів і тканин з використанням фізичного явища ядерного магнітного резонансу [1]. Метод ґрунтується на вимірюванні електромагнітного відклику атомних ядер, найчастіше ядер атомів водню, а саме на їхньому збудженні за допомогою певної комбінації електромагнітних хвиль у сталому магнітному полі високої напруженості.

Цей метод дозволяє одержати висококонтрастне зображення тканин тіла, і тому знаходить широке застосування у візуалізації тканин мозку, серця, м'язів, а також новоутворень, порівняно з іншими методами медичної візуалізації (такими, наприклад, як комп'ютерна томографія чи рентгенографія).

МРТ — це неінвазивний метод медичного обстеження, який широко застосовується в медичній діагностиці та лікуванні. На відміну від комп'ютерної томографії та рентгену, під час дослідження даним методом організм не зазнає впливу іонізуючого випромінювання. Натомість зображення формується під впливом потужного магнітного поля та електромагнітних хвиль із застосуванням комп'ютерної обробки для одержання чіткої деталізації м'яких тканин, кісток та інших внутрішніх структур організму. Для підвищення чіткості зображення можуть застосовуватися контрастні речовини. За допомогою МРТ можна діагностувати патології, які неможливо побачити при використанні інших методів медичної візуалізації.

Побічні ефекти МРТ невідомі, однак існує ряд протипоказань.

Методики МРТ постійно вдосконалюються. Для візуалізації різних структур організму випробовуються нові послідовності електромагнітних імпульсів і застосовуються нові методи обробки даних, що дозволяють досягнути високого рівня деталізації, наприклад, одержувати зображення

ділянок мозку менш ніж 1 мм завтовшки.

Метод ядерного магнітного резонансу базується на дослідженні насиченості тканин організму воднем і їхніх магнітних властивостей, пов'язаних із перебуванням в оточенні різних атомів і молекул. Ядро водню складається з одного протону, який має магнітний момент (спін) і змінює свою просторову орієнтацію у потужному магнітному полі, а також за впливу додаткових полів, що називаються градієнтними, і зовнішніх радіочастотних імпульсів, що подаються на специфічній для протону при данному магнітному полі резонансній частоті. На основі параметрів протону (спінів), котрі можуть перебувати тільки у двох протилежних фазах, а також їхньої прив'язаності до магнітного момента протону, можна встановити, в яких саме тканинах знаходиться той чи інший атом водню.

Якщо помістити протон у зовнішнє магнітне поле, то його магнітний момент буде або співнапрявлений, або протилежно напрямлений із магнітним полем, причому у другому випадку його енергія буде вищою. За впливу на досліджувану ділянку електромагнітним випромінюванням певної частоти частина протонів змінять свій магнітний момент на протилежний, а потім повернуться у вихідний стан. При цьому система збору даних томографа зареєструє виділення енергії під час релаксації попередньо збуджених протонів.

Перфузія (від лат *perfusio* – обливання, вливання) - метод підведення і пропускання крові, кровозамінників розчинів і біологічно активних речовин через судинну систему органів і тканин організму. Крім того, перфузії називають кровопостачання органів у природних умовах.

Розрізняють декілька видів перфузії:

- 1) повна - тимчасова заміна насосної функції серця і газообмінної функції легень за допомогою екстракорпорального кровообігу з доставкою до органів і тканин поживних і лікарських речовин;
- 2) часткова - допоміжний кровообіг, здійснюване для підтримки оксигенації, часткового заміщення функції серця;
- 3) регіонарна - для підведення лікарських речовин до органів і тканин, ізольованим від загального кровотоку, для створення високих

концентрацій ліків в осередку ураження;

- 4) перфузійні методи - гемодіаліз, лимфосорбція, гемосорбція - спрямовані на підтримку і корекцію метаболізму і детоксикацію;
- 5) перфузія ізольованих органів і тканин - прогін через судинну систему ізольованого органу перфузійної рідини з метою консервації в трансплантології;
- 6) перфузія органів в організмі - з метою хіміотерапії при пухлинних процесах.

Існують різні технології МРТ. Розглянемо метод МР-перфузії, що дозволяє оцінити проходження крові крізь тканини організму.

За допомогою методів дослідження перфузії розглядають і кількісно оцінюють рух крові. У МРТ, існують методи дослідження гемодинамічних перфузійних процесів з допомогою екзогенних і ендогенних маркерів (з використанням контрастних речовин, отримання зображень, що залежать від рівня оксигенації крові, тощо).

Перфузійної МРТ в даний час називають методи оцінки перфузії при проходженні болюсу контрастної речовини. Ці методи дослідження мозкової перфузії найбільш широко зараз застосовують в МР-діагностики, особливо у поєднанні з дифузійними дослідженнями, МР-ангіографією та МР-спектроскопією. По мірі проходження болюсу контрастної речовини по судинній системі багаторазово реєструють зображення одного і того ж зрізу (зазвичай це 10 різних рівнів або зрізів). Саме сканування займає 1-2 хв. Графік зниження інтенсивності МР-сигналу при проходженні болюсу контрастної речовини дає залежність «інтенсивність сигналу — час» в кожному пікселі зрізу. Форма цієї кривої в артерії та вені визначає артеріальну і венозну функції, з допомогою яких розраховують гемодинамічні тканинні параметри.

В даний час перфузійні дослідження проводяться, щоб оцінити гемодинаміку пухлин головного мозку при диференціальній діагностиці уражень мозку, проводити моніторинг стану пухлини після променевої терапії і хіміотерапії, діагностувати рецидив пухлини і/або променевої некроз, ЧМТ, захворювання і пошкодження ЦНС (ішемія/гіпоксія, окклюзуючі

захворювання магістральних артерій голови, захворювання крові, васкуліти, хвороба мойя-мойя і ін).

До перспективних напрямків відносять використання перфузійних методів при епілепсії, мігрені, вазоспазме, різних психічних захворюваннях. МР-перфузійні карти дозволяють кількісно характеризувати зони гіпер — та гіпоперфузії, що особливо важливо для діагностики пухлинних і цереброваскулярних захворювань. На першому місці за частотою використання перфузійних методів стоять ішемічні ураження мозку. В даний час перфузійно-зважені зображення — невід'ємна частина діагностичного протоколу у хворого з підозрою на церебральну ішемію. Вперше клінічно метод застосували на людині саме для діагностики інсульту. На сучасному етапі перфузійна МРТ — мабуть, єдиний метод ранньої верифікації ішемії мозку, здатний вловити зниження кровотоку в зоні поразки вже в перші хвилини після появи неврологічних симптомів.

В нейрохірургії перфузійно-зважені зображення в основному використовують для того, щоб провести первинну диференційну діагностику ступеня злоякісності внутрішньомозкових новоутворень головного мозку, зокрема гліом. Слід пам'ятати, що перфузійна МРТ не дозволяє диференціювати пухлини за їх гістологічної приналежності, а тим більше оцінювати поширеність пухлини в мозковій речовині. Наявність вогнищ гіперперфузії в структурі астроцитом передбачає підвищення ступеня злоякісності поразки. Це засновано на тому, що при новоутвореннях тканинна перфузія характеризує розвиток аномальної судинної мережі (ангіонеогенез) пухлини і її життєздатність. Наявність аномальної судинної мережі в пухлини може свідчити про агресивність останньої. І навпаки, зниження перфузії в пухлинній тканині під дією радіо — або хіміотерапії може вказувати на те, що досягнутий лікувальний ефект. Використання перфузійно-зважених зображень для вибору мети при стереотаксичній пункції надало велику допомогу, особливо в групі гліом, характеризуються повною відсутністю контрастного підсилення при стандартному МРТ.

При оцінці гістологічного типу новоутворення і поширеності

позамозкових об'ємних уражень у порожнині черепа можливості перфузійно-зважених зображень вище, ніж при внутрішньомозкових пухлинах. З допомогою перфузійно-зважених зображень успішно диференціюють менінгіоми і невриноми мостомозжечкового кута по характерно високим показникам гемодинаміки у першого типу. Існує чітка кореляція між локальним кровообігом та даними прямої церебральної ангиографії у групі хворих з менінгіомами. Пухлини, що характеризуються наявністю щільного рентгеноконтрастної тіні в ранній капілярної фазі ангиографії, мають виключно високі показники перфузії і відрізняються високим ризиком інтраопераційного кровотечі в момент видалення.

МР-перфузія є актуальний метод в магнітно-резонансних дослідженнях, який має багато проблем.

1.1 Перфузійне МРТ-дослідження

Одним з найбільш перспективних напрямків дослідження перфузії є метод динамічної контрастної магнітно-резонансної томографії (МРТ) з введенням контрастної речовини автоматичним інжектором. Цей метод надає лікарям можливість оцінити не тільки факт накопичення контрастної речовини в тканинах, але й динаміку цього процесу з визначенням кількісних часових параметрів накопичення контрасту. Динамічна контрастна МРТ використовується для візуалізації та аналізу мозкового кровотоку, що безумовно полегшує проведення діагностики пацієнтів із інсультами та пухлинами головного мозку.

Під час проведення перфузійного МРТ-дослідження отримують серію зображень в аксіальній площині до, під час та після введення болюса контрастної речовини в кровоносну систему пацієнта. Зміна інтенсивності отриманого в дослідженні сигналу дозволяє отримувати інформативні дані щодо перфузійних характеристик досліджуваних тканин. Проходження та накопичення частинок контрастної речовини в тканинах викликає локальну

неоднорідність, яка, в свою чергу, є причиною зміни інтенсивності сигналу в часі. Послідовне отримання серії зображень протягом дослідження з фіксацією зміни такого сигналу в часі надає дані для побудови на основі теорії розведення індикатора моделі кровопостачання в різних тканинах мозку [1]. За рахунок обробки даних перфузійного МРТ-дослідження отримують як кількісні показники перфузійних характеристик тканин на томографічному зрізі, так і візуальні, так звані перфузійні карти, що є наочною інтерпретацією кровопостачання тканин у вигляді зображень. До основних перфузійних характеристик відносяться об'єм крові (rCBV, relative Cerebral Blood Volume), кровотік (rCBF, relative Cerebral Blood Flow) та середній час проходження контрасту (rMTT, relative Mean Transit Time) [2]. За даними динамічної контрастної МРТ додатково розраховують значення часу надходження контрасту (TTA, Time To Arrival) та часу до моменту максимального підсилення (TTP, Time To Peak).

1.2 Вплив кровотоку на МРТ головного мозку

Кровотік надає передбачуваний ефект на інтенсивність сигналу. При стандартній послідовності спін-ехо для отримання сигналу необхідно проводити стимуляцію тканини двома імпульсами радіохвиль. Якщо кров протікає через який відображаємий зріз тканини прискорено і встигає зазнати впливу тільки одного імпульсу, сигнал відсутній; кровоносна судина виглядає темною (flow void). При уповільненому кровотоці обидва імпульса проходять через кров, сигнал виходить сильним; судина виглядає світлою (flow related enhancement). Поточна кров виглядає на таких зображеннях завжди світліше ніж нерухомі тканини, які продукують сигнал меншої інтенсивності. Тому судини з рухомою кров'ю виглядають так, як ніби заповнені контрастною речовиною.

Введення гадолінію та інших контрастних речовин скорочує час T1 і обумовлює локальну гетерогенність магнітного поля. Остання призводить до зниження інтенсивності сигналу, яка найбільш виражена на градієнтних ехо-

зображеннях, особливо при дуже тривалому часу ехо. Через кілька секунд після введення болюса контрастної речовини в вену руки воно візуалізується в судинах головного мозку. Зменшення сигналу відбувається пропорційно обсягу циркулюючої в головному мозку крові, в якому розчинено контрастна речовина. Застосовуючи показники зменшення інтенсивності сигналу і МТТ, можна напівкількісно розрахувати і представити у вигляді МР-зображення обсяг кровотоку через паренхіму головного мозку (перфузію).

1.2 Проблеми обробки даних перфузійних досліджень

На сьогоднішній день обробка даних динамічної контрастної МРТ, так само як і даних від інших методів дослідження перфузії, має ряд проблем. Перш за все, вони пов'язані з відсутністю стандартизації до підходів кількісних розрахунків та засобів візуалізації отримуваних даних.

Підходи до кількісних розрахунків перфузійних характеристик вже зазнали значних еволюційних змін. Це, в першу чергу, пов'язано зі значним прогресом в галузі обчислювальної техніки. Сучасні програмно-апаратні комплекси проведення МРТ-досліджень дозволяють не тільки отримувати серії зображень із великою просторово-часовою роздільною здатністю, але й проводити швидкі розрахунки для вирішення складних обчислювальних задач визначення перфузійних характеристик тканин. Саме можливості сучасної обчислювальної техніки дали змогу з успіхом використовувати чисельні методи і розв'язувати задачу розрахунку основних перфузійних характеристик методом деконволюції.

Рішення задачі деконволюції полягає у зверненні двовимірної згортки. Термін "деконволюція" охоплює найбільш важливі і широко використовувані методи обробки зображень. Необхідність в такій операції виникає у всіх областях науки, пов'язаних з вимірюваннями. По методах деконволюції існує велика кількість робіт [література 1]. Завдання деконволюції може бути вирішена декількома способами. Вибір найбільш відповідного для вирішення цього завдання методу залежить від ряду факторів, у тому числі від форми й

довжини функції поширення точки (ФРТ), характеру вихідного зображення і ступеня усічення його кадровим вікном записуючого пристрою. Який би метод не використовувався, майже завжди необхідно провести попередню обробку заданого спотвореного зображення для перетворення його у форму, зручну для виконання процедури деконволюції. Попередню обробку доцільно розділити на п'ять категорій: згладжування, розбиття на фрагменти, аподизації (зважування оброблюваного відрізка сигналу ваговою функцією) і розширення меж. Під згладжуванням зображення тут розуміється зменшення рівня шуму. Розбиття на фрагменти включає поділ зображення з просторово-залежної ФРТ на фрагменти, в кожному з яких ФРТ може наближено розглядатися як просторово-інваріантна. Аподизація - це метод, що дозволяє зменшити вплив кадрового вікна (записуючого пристрою), яке виробляє усічення зображення. Однак цей метод може бути менш ефективним, ніж метод розширення кордонів. Відомі дві модифікації методу розширення меж - просте розширення і розширення з перекриванням. Другий метод, як правило, більш кращий, оскільки в ньому використовуються переваги умови узгодженості періодичних згорток. Це ще один приклад того, як підвищується ефективність чисельного методу, коли більш повно враховуються особливості досліджуваного завдання.

Метод деконволюції на сьогодні є найпоширенішим для обробки даних динамічної контрастної МРТ. Але навіть лише для методу деконволюції в сучасному програмному забезпеченні від різних виробників медичного обладнання використовуються різні підходи сингулярного розкладу як чисельного методу проведення обчислень: зрізаний, блочно-циркулянтний, з обмеженими осциляціями, з регуляризацією Тихонова [2, 3]. Сингулярне розкладання (Singular Value Decomposition, SVD) - декомпозиція речовій матриці з метою її приведення до канонічного виду. Сингулярне розкладання є зручним методом при роботі з матрицями. Воно показує геометричну структуру матриці і дозволяє наочно представити наявні дані. Сингулярне розкладання використовується при вирішенні найрізноманітніших завдань - від наближення методом найменших квадратів і рішення систем рівнянь до стиснення зображень. При цьому використовуються різні властивості сингулярного

розкладання, наприклад, здатність показувати ранг матриці, наближати матриці даного рангу. Так як обчислення рангу матриці - завдання, яке зустрічається дуже часто, то сингулярне розкладання є досить популярним методом. SVD дозволяє обчислювати зворотні і псевдообернених матриці великого розміру, що робить його корисним інструментом при вирішенні завдань регресійного аналізу [Література 2 3].

Разом із наявністю великої кількості підходів до кількісного оцінювання перфузійних характеристик існує багато схем візуалізації перфузійних карт. Оригінальними даними будь-якої перфузійної карти є кількісні показники відповідної перфузійної характеристики тканин на томографічному зрізі. Візуалізація таких даних нічим не відрізняється від даних звичайного сірошкального зрізу томограми. Однак, з метою максимального наближення інформації перфузійних карт до нашої зорової системи прийнято виконувати кольорове моделювання даних. Перехід до кольорового подання виконується за рахунок застосування до оригінальних даних фільтра у вигляді градієнтної карти. Градієнт являє собою набір розташованих у лінійній послідовності кольорів, а градієнтна карта дозволяє замінити кожний відтінок сірого відповідним кольором із градієнта. На сьогодні, нажаль, майже в кожному програмному забезпеченні для візуалізації перфузійних карт використовуються свої схеми розподілення кольорової компоненти. Це спричиняє для лікарів труднощі в інтерпретації отриманих даних [3].

Зазначені вище проблеми кількісних розрахунків та засобів візуалізації перфузійних характеристик ускладнюються тим, що придатні для аналізу дані займають лише частину томографічного зображення. Разом з тим, дані зображення томографічного зрізу спотворені шумом різної природи. Проведення розрахунків із подальшою візуалізацією, враховуючи всі дані на томографічному зрізі, часто призводить до отримання хибних результатів або таких, що не придатні для встановлення діагнозу.

Так, проведення кількісної оцінки перфузійних характеристик методом деконволюції потребує визначення зони, яка відповідає на зображенні крупній артерії. Саме дані кривої залежності артеріального посилення від часу значним

чином впливають на кінцевий результат розрахунків в зазначеному методі. Слід зауважити, що сучасні алгоритми автоматичного пошуку артерії на зображеннях динамічної контрастної МРТ мають велику чутливість до шуму. Хибні результати пошуку призводять до помилок в оцінюванні перфузійних характеристик, а отже, потребують проведення повторних розрахунків за мануально визначеним вірним положенням артерії на зображенні томографічного зрізу. Це потребує додаткових затрат часу від лікаря, що проводить діагностичне дослідження.

Що стосується візуалізації перфузійних характеристик, то при переведенні широкого (розтягнутого на шумові викиди та дані, які не характеризують тканини мозку на зображенні томографічного зрізу) діапазону градацій сірого до кольорових даних перфузійної карти діагностичні дані будуть неминуче потрапляти в зони низького контрасту. А отже, отримана в такий чин перфузійна карта втрачає діагностичну цінність і потребує додаткових зусиль зі сторони лікаря для налаштування контрасту.

1.3 Зони уваги

Область інтересів (англ. region of interest або ROI) — обрана підмножина зразків набору даних, визначена для конкретної мети [література 4]. Означена концепція зазвичай використовується в численних прикладних галузях. Наприклад, в рентгенології, межу пухлини можна визначити на зображенні, з метою вимірювання її розмірів. Ендокардіальну межу можна визначити на зображенні, можливо, на різних фазах серцевого циклу, наприклад кінцевої систоли та кінцевої діастоли, з метою оцінки функціонування серця. У географічній інформаційній системі (ГІС), ОІ можна прийняти буквально як багатокутну вибірку за допомогою 2D карти. У комп'ютерному зорі й оптичному розпізнаванні символів, ОІ визначає межі об'єктів. У багатьох застосунках, символічні (текстові) позначки додаються в ОІ, для опису їх змісту більш компактним чином. ОІ може містити точки інтересу (POI, Points Of Interest).

Приклади областей, що становлять інтерес:

- 1D набір даних: часовий або частотний інтервал чи сигнал;
- 2D набір даних: межа об'єкту на зображенні;
- 3D набір даних: контури або поверхні, які окреслюють об'єкт;
- 4D набір даних: контури об'єкту на просторовому та/або часовому інтервалі.

ОІ є формою коментаря, часто асоційована з категоріальною або кількісною інформацією (наприклад, такі вимірювання, як обсяг або середня інтенсивність), вираженою у вигляді тексту або у структурованій формі.

Мета кодування ОІ:

Є три принципово різні мети для кодування ОІ:

- В якості складової частини зразка набору даних, з унікальним або виключним значенням, яке може бути або може не бути поза нормальним діапазоном значень, і які позначено, як окремі комірки даних;
- В якості окремої, виключно графічної інформації, такої як векторні або растрові зображення, можливо, з відповідним пояснювальним текстом у форматі самих даних;
- Як відокремлена структурована семантична інформація (такі як закодовані типи значень) з набором просторових та/або часових координат.

Медична візуалізація

Медичні стандарти візуалізації, такі як DICOM містять загальні та специфічні для дослідження механізми для підтримки різних сценаріїв використання.

Для DICOM зображень (два або більше вимірювань):

- Спалення в графічні та текстові дані може відбутися у межах нормального діапазону значень пікселів(наприклад, в якості максимального значення білого) (застаріле);
- Растрова накладка графіки та текст, можуть бути присутніми у невикористовуваних старших бітах даних пікселя або в окремих

атрибутах (застаріле);

- Векторна графіка може бути закодована в окреме зображення атрибутів у вигляді кривих (застаріле);
- Неструктуровані векторна графіка та текст, а також растрова накладка графіки можуть бути закодовані в окремий об'єкт та стверджують, що подання посилається на об'єкт зображення, до якого він має бути застосований;
- Структуровані дані можуть бути закодовані в окремий об'єкт, як структурований звіт у вигляді дерева пар ім'я-значення, кодованих або текстових концепцій, можливо, пов'язаних з отриманням кількісної інформації, що може посилатися на просторові і/або тимчасові координати, щоб повернути посилання на об'єкти зображення, до якого вони належать;
- Посилання місця можуть бути закодовані як фідукальні, у вигляді просторових координат з відповідною кодовою метою, або як координати пікселів з посиланням на конкретні зображення, або як координати в імені пацієнта-відносно декартового 3D простору;
- Пікселі (можливо несуміжні), можуть бути класифіковані на сегменти, закодовані у об'єкти сегментації, або як бінарні чи ймовірнісні значення у растрі (який не повинен мати ту ж просторову вибірку або ступінь, як зображення, з якого була отримана сегментація); вони, зазвичай, посилаються на інші об'єкти, що містять структуровані дані(структуровані звіти).

Для DICOM променевої терапії:

- контури об'єктів можуть бути визначені як структура наборів, або як координати пікселів з посиланням на конкретні зображення, або як координати в імені пацієнта по відношенню 3D простору в декартовій системі (вони також використовуються для не-RT додатків).

Засновані на часі сигнали Для DICOM:

- Спалення цінностей може статися з формою хвилі (застаріле)
- Анотації можуть бути закодовані в окремий атрибут, можуть бути

вибрані кілька точок часу або діапазон моментів часу, чи обсяг вибірки, або певний час;

- Структуровані дані можуть бути закодовані в окремий об'єкт, такий як структурований звіт у формі дерева пар ім'я-значення кодованих або текстових понять, можливо, пов'язаних з отриманою кількісною інформацією опорної тимчасової координати, що, в свою чергу посилається на форму хвилі об'єкта, на які вони поширюються.

Клінічний архітектурний документ також має підмножину механізмів, аналогічних (та призначених, щоб бути сумісними) DICOM для посилань, пов'язаних із зображенням просторових координат, як спостережень; це дозволяє створити коло, еліпс, або точки, які будуть визначені як цілі піксельні - відносні координати з посиланням на зовнішній об'єкт зображення мультимедіа, який може мати споживчий, а не лікарський формат зображень (наприклад, GIF, PNG або JPEG).

Визначення зони уваги (ROI, Region Of Interest) до проведення кількісних розрахунків та візуалізації отриманих результатів дозволяє позбутися зазначених проблем.

В сучасному програмному забезпеченні найчастіше надається можливість проводити мануально керовану порогову фільтрацію, що значно покращує результати [4]. Однак, слід зауважити, що такий підхід вимагає додаткового часу та особливої уваги від лікаря. Результати фільтрації з поточним положенням порогу необхідно перевіряти на всіх томографічних зрізах з метою перевірки на можливість відкидання значимих для дослідження даних.

1.4 Порогова фільтрації

Порогова обробка є одним з основних методів сегментації зображень, завдяки інтуїтивно зрозумілим властивостям. Цей метод орієнтований на обробку зображень, окремі однорідні області яких відрізняються середньою яскравістю. Найпоширенішим методом сегментації шляхом порогової обробки є бінарна сегментація, тобто коли в нашому розпорядженні є два типи

однорідних ділянок.

У цьому випадку зображення обробляється по пікселям і перетворення кожного пікселя вхідного зображення $f_0(x, y)$ в вихідну $f_1(x, y)$ визначається зі співвідношення:

$$f_1(x, y) = \begin{cases} z_0, & \text{якщо } f_0(x, y) \leq T \\ z_1, & \text{якщо } f_0(x, y) > T \end{cases}, \quad (2.1)$$

Де T – параметр обробки, названий порогом, z_0 і z_1 – рівні вихідної яскравості. Обробка по пікселям, положення яких на зображенні не грає ніякої ролі, називається точковою [література 5]. Рівні z_0 і z_1 грають роль міток. За їх визначають, до якого типу віднести дану точку: до H_0 або до H_1 . Або кажуть, що H_0 складається з фонових точок, а H_1 з точок інтересу [література 6]. Як правило, рівні z_0 і z_1 відповідають рівням білого і чорного. Для простоти викладу далі, де це буде зустрічатися, будемо називати класи H_1 (він же клас інтересу) класом об'єкта, а клас H_0 класом фону.

Природно сегментація може бути не тільки бінарною і в такому випадку існуючих класів більше, ніж два. Такий вид сегментації називається багаторівневим. Результуюче зображення не є бінарним, але воно складається з сегментів різної яскравості. Формально дану операцію можна записати наступним чином:

$$f_1(x, y) = \begin{cases} 1, & \text{якщо } f_0(x, y) \in D_1; \\ 2, & \text{якщо } f_0(x, y) \in D_2; \\ \dots & \\ n, & \text{якщо } f_0(x, y) \in D_n; \\ 0, & \text{в інших випадках.} \end{cases}, \quad (2.2)$$

де n – кількість рівнів, а $D_i, i = \overline{1, n}$ – класи зображення. У такому випадку

для кожного з класів повинен бути заданий відповідний поріг, який би відділяв ці класи між собою.

Бінарні зображення легше зберігати і обробляти, ніж зображення, в яких є багато рівнів яскравості [література 7]. У даній роботі буде розглядатися саме сегментація, що призводить до бінарним результату.

Найскладнішим у порогової обробки є сам процес визначення порогу T . Поріг T часто записують як функцію, що має вигляд:

$$T = T(x, y, l(x, y), f), \quad (2.3)$$

де f – зображення, а $l(x, y)$ – деяка характеристика точки (x, y) зображення, наприклад, середня яскравість в околиці з центром в цій точці.

Якщо значення порога T залежить тільки від f , тобто однаково для всіх точок зображення, то такий поріг називають глобальним. Якщо поріг T залежить від просторових координат (x, y) , то такий поріг називається локальним. Якщо T залежить від характеристики $l(x, y)$, то тоді такий поріг називається адаптивним. Таким чином, обробка вважається глобальною, якщо вона відноситься до всього зображення в цілому, а локальної, якщо вона відноситься до деякої виділеної області [література 5].

Крім перерахованих розмежувань алгоритмів існує ще безліч методів. Багато з них є просто сукупністю інших, але більшість з них, так чи інакше, базуються на аналізі гістограми вихідного зображення, проте є і принципово інші підходи, які не зачіпають аналіз гістограм в прямому вигляді або переходять від них до аналізу деяких інших функцій.

Перш ніж перейти до розгляду різних підходів до порогової обробки зображень варто відзначити той факт, що, взагалі кажучи, існує різниця між розглядом алгоритмів в загальному випадку і алгоритмів до якогось конкретного вузькому колу завдань. У даній роботі якраз робиться наголос на вивчення основних алгоритмів сегментації пороговою обробкою в медичних зображеннях.

Визначення зони уваги (ROI, Region Of Interest) до проведення кількісних розрахунків та візуалізації отриманих результатів дозволяє позбутися існуючих проблем. Для цього використовують сегментацію, поділ зображення на області, для яких виконується певний критерій однорідності. Поняття області зображення використовується для визначення зв'язкової групи елементів зображення, що мають певну загальну ознаку (властивість). Такою характеристикою може бути яскравість. Одним з найбільш простих і природних способів виявлення об'єкта (або об'єктів) є вибір порогу за яскравістю пікселів, або порогова фільтрація (thresholding). Поріг - це ознака (властивість), яка допомагає розділити пікселі на два класи («корисні» і «фонові»). Сенса алгоритмів знаходження порогу полягає в тому, щоб розділити зображення на об'єкт (foreground) і фон (background). Тобто об'єкт - це сукупність тих пікселів, яскравість яких перевищує поріг ($I > T$), а фон - сукупність інших пікселів, яскравість яких нижче порога ($I < T$).

Існує багато різних алгоритмів порогової фільтрації. Ці методи класифікуються на шість груп, відповідно до інформації, яку вони використовують [5]:

–методи засновані на ентропії: Pun, Kapur, Li, Yen, Brink, Sahoo, Cheng;

–методи засновані на кластеризації: Riddler, Otsu, Lloyd, Kittler, Yanni, Jawahar, Minimum error;

–методи засновані на відтінках сірого і гистограмах: Rosenfeld, Sezan, Carlotto and Olivo, Ramesh, Yoo, Cai and Liu.

–методи засновані на локальних порогах: Niblack, Palumbo, Kamel, Yasuda, Yanowitz, White, Sauvola;

–методи засновані на піксельній кореляції: Abutaleb, Chang, Beghdadi, Friel;

–методи засновані на атрибутах: Tsai, Hertz, Huang, Pikaz, Leung;

Кожен метод розроблений для конкретної предметної задачі. Розглянемо декілька методів, які нам підходять до наших цілей: ISODATA [6], Li [5, 7, 8], Minimum error [9] та Otsu [10].

Не виникає сумнівів, що автоматизація визначення зон уваги на зображеннях динамічної контрастної томографії є важливою прикладною задачею. Разом з тим, вирішенню цієї проблеми не приділяють значної уваги, а існуючі алгоритми потребують вдосконалень.

Найважливіші труднощі, з якими зустрічаються під час автоматизації визначення зони уваги на перфузійних МРТ-зображеннях, пов'язані з неможливістю використання константних статистичних даних в якості обмежувачів для проведення порогової фільтрації даних. Це пояснюється тим, що діапазон зміни перфузійних характеристик може значно варіюватися від одного дослідження до іншого на підставі фізіологічних властивостей пацієнтів. Крім того, різноманітність кількісних методів розрахунку, а також їх реалізація спричиняють розбіжності в отримуваних даних навіть в межах одного дослідження. Одним з можливих рішень є використання адаптованих модифікацій порогової фільтрації, що зможуть визначити діапазон потрібних значень для даних кожного окремого дослідження.

2 МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ ВИЗНАЧЕННЯ ЗОН УВАГИ В ЗОБРАЖЕННЯХ ДИНАМІЧНО КОНТРАСТНОЇ МАГНІТНО-РЕЗОНАНСНОЇ ТОМОГРАФІЇ

В даному розділі проводиться аналіз методів порогової фільтрації. Детально описується декілька алгоритмів, які більш придатні до обробки медичних зображень.

2.1 Порогова фільтрація

2.2 ISODATA

ISODATA (Ітераційна самоорганізована методика аналізу даних – Iterative Self-Organizing Data Analysis Technique) базується на кластерному аналізі. Алгоритм ISODATA використовує мінімальну спектральну відстань, для визначення відповідного кластера (класу) кожного пікселя. Процес починається з призначення випадкового (наближеного) середнього значення кластеру і повторюється до тих пір, поки це значення не досягне величини середнього для кожного кластера вихідних даних. Початкові середні значення кластерів розподіляються рівномірно уздовж центрального вектора спектрального простору.

Протягом першої ітерації кластеризації простір рівномірно розбивається на області, центром кожної з яких є середні значення кластерів. Піксели аналізуються з лівого верхнього кута зображення до нижнього правого. Обчислюється спектральне відстань між пікселем і середнім значенням кластеру. Пікселі призначаються в той кластер, де ця відстань мінімальна. Після ітерації розраховують реальні середні значення спектральних ознак за отриманими кластерами, тому їх середні значення змінюються залежно від переважаючих яркостей потрапивших в них піксель. Потім виконується друга ітерація, в процесі якої повторюють кластеризацію з новими середніми значеннями і розраховують кордону кластерів. Після цього визначають нові середні значення і виконують нову ітерацію. В процесі другої ітерації знову визначаються мінімальні спектральні відстані між точками і новими середніми значеннями кластерів, по закінченню якої пікселі будуть перерозподілені [11].

Такі розрахунки повторюються до тих пір, поки всі пікселі з заданою вірогідністю (поріг збіжності) не потраплять до якого-небудь кластеру. Відзначимо, що можлива ситуація, коли розподіл значень яскравості на знімку не фіксуються в будь-якому кластері, тому обмежуючим тут фактором буде задане число ітерацій. Оскільки кількість кластерів і кількість ітерацій задається користувачем, тому доцільно брати значення ітерацій від 1 до 10 і різні значення числа класів від 5-10 до 20-25.

2.3 Li

Li сформулював порогову фільтрацію як мінімізацію інформації теоретичної відстані. Ця міра відстані Кульбака-Лейблера розподілів спостережуваного зображення $p(g)$ і відновленого зображення $q(g)$:

$$D(q, p) = \sum q(g) \log \frac{q(g)}{p(g)}.$$

Міра Кульбака-Лейблера мінімізується при обмеженні і реконструкції зображення, має однакову середню інтенсивність в передньому і задньому плані.

Метод порогової фільтрації мінімальної помилки припускає, що зображення може характеризуватися розподілом суміші пікселів об'єкту і фону:

$$p(g) = P(T) \cdot p_f(g) + [1 - P(T) \cdot p_b(g)].$$

2.4 Minimum error thresholding

Ллойд [11] вирішує рівність дисперсії функції щільності Гаусса, і мінімізує загальну помилку неправильної класифікації за допомогою

ітераційного пошуку. На відміну від цього, Кіттлер і Іллінгуорт [9] видаляє припущення рівне дисперсії, по суті, звертається до проблеми мінімальної помилки щільності розподілу гауса.

2.5 Otsu

У класі методів заснованих на кластеризації, дані рівня сірого проходять аналіз, при цьому число кластерів створюються завжди два. Otsu запропонував мінімізацію зваженої суми дисперсій в межах класу пікселів переднього та заднього плану, щоб встановити оптимальний поріг. Мінімізація дисперсії всередині класу рівносильна максимізації дисперсії між класами. Метод Otsu використовує гістограму зображення. Гістограма - це набір бінів, кожен з яких характеризує кількість попадань в нього елементів вибірки (пікселі різної яскравості). Даний метод один з найефективніших та найшвидших, а також залишається одним з найбільш згадуваних методів порогової фільтрації.

Суть методу Otsu полягає в тому, щоб виставити поріг між класами таким чином, щоб кожен з них був якомога більш «щільним». Математичною мовою це зводиться до мінімізації внутрікласової дисперсії, яка визначається як зважена сума дисперсій двох класів:

$$\sigma_w^2 = w_1\sigma_1^2 + w_2\sigma_2^2,$$

де w_1 і w_2 - ймовірності першого і другого класів відповідно. У своїй роботі Otsu показує, що мінімізація внутрішньо класової дисперсії еквівалента максимізації міжкласової дисперсії, яка дорівнює:

$$\sigma_b^2 = w_1w_2(a_1 - a_2)^2,$$

де a_1 і a_2 - середні арифметичні значення для кожного з класів.

Особливість цієї формули полягає в тому, що $w_1(t+1)$, $w_2(t+1)$, $a_1(t+1)$, $a_2(t+1)$ легко виражаються через попередні значення $w_1(t)$, $w_2(t)$, $a_1(t)$, $a_2(t)$ (t - поточний поріг). Маємо швидкий алгоритм обчислення гістограми (один прохід через масив пікселів). Починаючи з порога $t = 1$ проходимо через всю

гістограму, перераховуючи дисперсію $\sigma_b(t)$ на кожному кроці. Якщо на кроці дисперсія виявилася більше максимуму, то оновлюємо дисперсію та поріг $T = t$. Шуканий поріг дорівнює T .

В даному розділі проаналізовані методи порогової фільтрації. Виходячи з отриманих даних, потрібно створити алгоритм, який би задовольняв всі умови та був би не гірше чи розглянуті методи.

3 МОДИФІКАЦІЯ АЛГОРИТМУ ПОРОГОВОЇ ФІЛЬТРАЦІЇ, АДАПТОВАНІ МЕТОДИ МОДИФІКАЦІЇ ПОРОГОВОЇ ФІЛЬТРАЦІЇ

Даний розділ описує адаптовані модифікації порогової фільтрації. Аналіз середовища програмування та бібліотеки, яку потрібно використовувати для медичних зображень.

3.1 Адаптований метод модифікації порогової фільтрації

Адаптований метод порогової фільтрації використовує в якості інформації значення гістограми. Суть даної модифікації полягає в тому, що досліджуються зони низького та високого контрасту. Пороги розраховуються для двох зон за формулами:

$$T = mean + sd; \quad (1)$$

$$T = mean - sd. \quad (2)$$

Формула (1) для lower pixels, (2) для upper pixels. Mean – середнє значення яскравості з гістограми зображення, sd – стандартне відхилення, яке розраховується за формулою:

$$s = \sqrt{\frac{n}{n-1} \sigma^2} = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2},$$

де σ^2 – дисперсія, x_i – i -й елемент виборки, n – об'єм виборки, \bar{x} – середнє арифметичне виборки.

Для досліду розглядалося кілька варіантів знаходження порогу:

$$T = mean + 2 * sd; \quad (3)$$

$$T = mean + 3 * sd; \quad (4)$$

$$T = mean + 4 * sd; \quad (5)$$

$$T = mean - 2 * sd; \quad (6)$$

$$T = mean - 3 * sd; \quad (7)$$

$$T = mean - 4 * sd, \quad (8)$$

4, 5, 7 і 8 показали незадовільні результати.

Перед застосуванням алгоритму потрібно використати фільтрацію для позбавлення шуму. Використовуємо два види фільтрів. Перший – лінійний згладжуючий фільтр Гауса з маскою:

$$G_1 = \begin{pmatrix} 0.01 & 0.09 & 0.01 \\ 0.09 & 0.64 & 0.09 \\ 0.01 & 0.09 & 0.01 \end{pmatrix}.$$

Другий – нелінійний медіанний фільтр. Медіанний фільтр реалізує нелінійну процедуру придушення шумів. Одновимірний медіанний фільтр представляє

собою ковзне вікно, яке охоплює непарне число елементів зображення. Центральний елемент замінюється медіаною елементів зображення у вікні. Медіаною дискретної послідовності M елементів при непарному M називають елемент, для якого існує $(M-1) / 2$ елементів менших або рівних йому за величиною і $(M-1) / 2$ елементів більших або рівних йому за величиною. Медіанний фільтр в одних випадках забезпечує придушення шуму, а в інших - викликає небажане придушення сигналу. Медіанний фільтр не впливає на пилковидні і ступінчасті функції, що зазвичай є корисною властивістю, однак він пригнічує імпульсні сигнали, тривалість яких становить менше половини ширини вікна.

Для отримання порогів використовували формули (1-3, 6).

3.2 Обґрунтування вибору інструменту розробки QT

3.2.1 Загальні відомості

QT – крос-платформовий інструментарій розробки програмного забезпечення (ПЗ) мовою програмування C++. Дозволяє запускати написане за його допомогою ПЗ на більшості сучасних операційних систем (ОС), просто компілюючи текст програми для кожної операційної системи без зміни сирцевого коду. Містить всі основні класи, які можуть бути потрібні для розробки прикладного програмного забезпечення, починаючи з елементів графічного інтерфейсу й закінчуючи класами для роботи з мережею, базами даних, OpenGL, SVG і XML. Бібліотека дозволяє керувати нитями, працювати з мережею та забезпечує крос-платформовий доступ до файлів.

Відмінна особливість QT від інших бібліотек — використання *Meta Object Compiler (MOC)* — попередньої системи обробки початкового коду (загалом, Qt — це бібліотека не для чистого C++, а для його особливого діалекту, з якого й «перекладає» MOC для подальшої компіляції будь-яким

стандартним C++ компілятором). МОС дозволяє в багато разів збільшити потужність бібліотек, вводячи такі поняття, як *слоти* (*slots*) і *сигнали* (*signals*). QT комплектується графічним середовищем розробки графічного інтерфейсу QTDesigner, що дозволяє створювати діалоги і форми «мишею». Ідеологія створення форм у QT базується на використанні менеджерів розташування, котрі надають «гумовий» дизайн, при якому розмір і розташування елементів форм визначаються автоматично, що значно прискорює розробку графічного інтерфейсу. В поставці QT є «QT Linguist» — могутня графічна утиліта, що дозволяє спростити локалізацію й переклад вашої програми багатьма мовами, та «QT Assistant» — довідкова система QT, що спрощує роботу з документацією для бібліотек і дозволяє створювати крос-платформову довідку для ПЗ, розробленого на основі QT.

QT надає програмісту не тільки зручний набір бібліотек класів, а й певну модель розробки додатків, певний каркас їх структури. Дотримання принципів та правил «гарного стилю програмування на C++ / QE» істотно знижує частоту таких важко відловлюють помилок в додатках, як витоку пам'яті (memory leaks), необроблені виключення, незакриті файли або не звільнені дескриптори ресурсних об'єктів, чим нерідко страждають програми, написані «на голому C++ » без використання бібліотеки QT. Важливою перевагою QT є добре продуманий, логічний і стрункий набір класів, що надає програмісту дуже високий рівень абстракції. Завдяки цьому програмістам, які використовують QT, доводиться писати значно менше коду, ніж це має місце при використанні, наприклад, бібліотеки класів MFC. Сам же код виглядає стрункіше і простіше, логічніше і зрозуміліше, ніж аналогічний за функціональністю код MFC або код, написаний з використанням «рідного» для X11 тулкіта Xt. Його легше підтримувати і розвивати. Крім того, навіть якщо програмісту в даний конкретний момент не потрібна кросплатформенність для його конкретного додатку (наприклад, планується версія тільки для Windows або тільки для Macintosh), ніхто не може знати, що знадобиться завтра. Бізнес-плани можуть змінитися, і може виявитися і потрібним, і вигідним випустити версію для іншої операційної системи або іншої апаратної платформи. У разі

використання QT для цього знадобиться всього лише перекомпіляція вихідного коду. У випадку ж використання, наприклад, MFC або «рідних» системних API знадобиться багато важкої роботи по портируванню, адаптації та налагодженні, а то й переписуванню з нуля існуючого вихідного коду для іншої ОС або апаратної платформи. Багато компаній-розробників додатків Windows використовують QT ще з однієї причини: навіть якщо код пишеться і в осяжному майбутньому буде писатися тільки для платформи Windows і тестується тільки на ній, можливість відкомпілювати один і той же вихідний код на одній і тій же платформі Windows двома різними компіляторами (Microsoft Visual C ++ і GCC / Win32) гарантує кращу якість вихідного коду і кращу його сумісність зі стандартом C++. Що важливо для коду, який планується тривало підтримувати і розвивати.

3.2.2 Інкапсуляція

Інкапсуляція є об'єднання в єдиному об'єкті даних і кодів, що оперують з цими даними. У термінології ООП дані називаються членами даних (data members) об'єкта, а коди - об'єктними методами або функціями-членами (methods, member functions).

Інкапсуляція дозволяє в максимальному ступені ізолювати об'єкт від зовнішнього оточення. Вона суттєво підвищує надійність розроблених програм, тому що локалізовані в об'єкті функції обмінюються з програмою порівняно невеликими обсягами даних, причому кількість і тип цих даних звичайно ретельно контролюються. В результаті заміна або модифікація функцій і даних, інкапсульованих в об'єкт, як правило, не тягне за собою погано простежуються наслідків для програми в цілому (з метою підвищення захищеності програм в ООП майже не використовуються глобальні змінні).

Іншим важливим наслідком інкапсуляції є легкість обміну об'єктами, переносу їх з однієї програми в іншу. Простота і доступність принципу інкапсуляції ООП стимулює програмістів до розширення Бібліотеки Візуальних Компонент

3.2.3 Спадкування

Однією з найбільш чудових особливостей живої природи є її здатність породжувати потомство, що володіє характеристиками, подібними з характеристиками попереднього покоління. Запозичена у природи ідея спадкування вирішує проблему модифікації поведінки об'єктів і додає ООП виняткову силу і гнучкість. Спадкування дозволяє, практично без обмежень, послідовно будувати і розширювати класи, створені вами або кимось ще. Починаючи з найпростіших класів, можна створювати похідні класи по зростаючій складності, які не тільки легкі в налагодженні, але і прості за внутрішньою структурою.

Послідовне проведення в життя принципу успадкування, особливо при розробці великих програмних проектів, добре узгоджується з технікою спадного структурного програмування (від загального до приватного), і багато в чому стимулює такий підхід. При цьому складність коду програми в цілому істотно скорочується. Похідний клас (нащадок) успадковує всі властивості, методи і події свого базового класу (батька) і всіх його попередників в ієрархії класів.

При спадкуванні базовий клас обростає новими атрибутами і операціями. У похідному класі зазвичай оголошуються нові члени даних, властивості та методи. При роботі з об'єктами програміст звичайно підбирає найбільш підходящий клас для вирішення конкретного завдання і створює одного або декількох нащадків від нього, які набувають здатність робити не тільки те, що

закладено в батьку. Дружні функції дозволяють похідному класу отримати доступ до всіх членів даних зовнішніх класів.

Крім того, похідний клас може перевантажувати (overload) успадковані методи в тому випадку, коли їх робота в базовому класі не підходить нащадку. Використання перевантаження в ООП всіляко заохочується, хоча в прямому розумінні значення цього слова перевантажень зазвичай уникають. Кажуть, що метод перевантажений, якщо він асоціюється з більш ніж однією однойменною функцією. Зверніть увагу, що механізм викликів перевантажених методів в ієрархії класів повністю відрізняється від викликів перевизначених функцій. Перевантаження і перевизначення - це різні поняття. Віртуальні методи використовуються для перевизначення функцій базового класу.

Щоб застосувати концепцію спадкування, наприклад, з годинником, покладемо, що дотримуючись принципу успадкування, фірма "Casio" вирішила випустити нову модель, додатково здатну, скажімо, вимовляти час при подвійному натисканні будь-який з існуючих кнопок. Замість того, щоб проектувати заново модель мовців годин (новий клас, в термінології ООП), інженери почнуть з її прототипу (вироблять нового нащадка базового класу, в термінології ООП). Похідний об'єкт успадкує всі атрибути і функціональність батька. Вимовлені синтезованим голосом цифри стануть новими членами даних нащадка, а об'єктні методи кнопок повинні бути перевантажені, щоб реалізувати їх додаткову функціональність. Реакцією на подію подвійного натискання кнопки стане новий метод, який реалізує вимовлення послідовності цифр (нових членів даних), відповідної поточному часу. Все вищесказане повною мірою відноситься до програмної реалізації мовців годин.

3.2.4 Розробка класів

У класи розробляються для досягнення певних цілей. Найчастіше програміст починає з нечітко окресленою ідеєю, яка поступово, у міру розробки проекту, поповнюється деталями. Іноді справа закінчується кількома класами,

вельми схожими один на одного. Щоб уникнути подібного дублювання кодів у класах, слід розбити їх на дві частини, визначивши загальну частину в батьківському класі, а відрізняються залишити в похідних.

Оголошення класу має передувати його використання. Як правило, прикладний програміст користується готовими базовими класами, причому йому зовсім не обов'язково розбиратися у всіх специфікаціях і у внутрішній реалізації.

3.2.5 Поліморфізм

Слово поліморфізм від грецьких слів *poly* (багато) і *morphos* (форма) означає множинність форм. Поліморфізм - це властивість споріднених об'єктів (тобто об'єктів, класи яких є похідними від одного з батьків) поводитися по-різному залежно від ситуації, що виникає в момент виконання програми. У рамках ООП програміст може впливати на поведінку об'єкта тільки побічно, змінюючи вхідні в нього методи і надаючи нащадкам відсутні у батька специфічні властивості.

Для зміни методу необхідно перевантажити його в нащадку, тобто оголосити в нащадку однойменний метод і реалізувати в ньому потрібні дії. У результаті в об'єкті-батьку і об'єкті-нащадку будуть діяти два однойменних методу, що мають різну кодову реалізацію і, отже, що додають об'єктам різну поведінку. Наприклад, в ієрархії родинних класів геометричних фігур (точка, пряма лінія, квадрат, прямокутник, коло, еліпс і т.д.) кожен клас має метод *Draw*, який відповідає за належний відгук на подію з вимогою намалювати цю фігуру.

Завдяки поліморфізму, нащадки можуть перевантажувати загальні методи батька з тим, щоб реагувати специфічним чином на одне і те ж подія[37].

3.2.6 Віртуальні функції

У ООП поліморфізм досягається не тільки описаним вище механізмом успадкування та перевантаження методів батька, а й віртуалізацією, що дозволяє батьківським функціям звертатися до функцій нащадків. Поліморфізм реалізується через архітектуру класу, але поліморфними можуть бути тільки функції-члени.

У C++ поліморфна функція прив'язується до однієї з можливих однойменних функцій тільки в момент виконання, коли їй передається конкретний об'єкт класу. Іншими словами, виклик функції в початковому тексті програми лише позначається, без точної вказівки на те, яка саме функція викликається. Такий процес відомий як пізніше зв'язування. Лістинг 3.9 показує, до чого може призвести не поліморфну поведінку звичайних функцій-членів.

3.2.7 Швидкість візуальної розробки

Професійні засоби мови C++ інтегровані в візуальне середовище розробки. QT надає швидкодіючий компілятор, ефективний інкрементальний завантажувач і гнучкі засоби налагодження як на рівні вихідних інструкцій, так і на рівні асемблерних команд - у розрахунку задовольнити високі вимоги програмістів-професіоналів.

3.3 DICOM і бібліотека GDCM

3.3.1 DICOM

В даній роботі для дослідження використовувалися dicom зображення та бібліотека GDCM.

DICOM (англ. Digital Imaging and Communications in Medicine) - галузевий стандарт створення, зберігання, передачі та візуалізації медичних зображень і документів обстежених пацієнтів. DICOM спирається на ISO-стандарт OSI, підтримується основними виробниками медичного обладнання та медичного програмного забезпечення. Стандарт DICOM, що розробляється Національною асоціацією виробників електронного устаткування (National Electrical Manufacturers Association), дозволяє створювати, зберігати, передавати і друкувати окремі кадри зображення, серії кадрів, інформацію про пацієнта, дослідженні, обладнанні, установах, медичному персоналі, що виробляє обстеження, і т. п.

Стандартом DICOM визначено два інформаційних рівня:

- 1) файловий рівень - DICOM File (DICOM-файл) - об'єктний файл з тегів організацією для подання кадру зображення (або серії кадрів) і супроводжує / керуючої інформації (у вигляді DICOM тегів);
- 2) мережевий (Комунікаційний) - DICOM Network Protocols (мережевий DICOM-протокол) - для передачі DICOM файлів і керуючих DICOM команд по мережах з підтримкою TCP / IP.

DICOM File являє собою об'єктно-орієнтований файл з теговою організацією. Інформаційна модель стандарту DICOM для DICOM файлу чотириступінчаста: пацієнт (patient) → дослідження (study) → серія (series) → зображення (кадр або серія кадрів) (image).

Файловий рівень стандарту DICOM 3.0 редакції 2008 описує:

- 1) Атрибути і демографічні дані пацієнта.
- 2) Модель і фірму виробника апарату, на якому проводилося обстеження.
- 3) Атрибути медичного закладу, де було проведено обстеження.

- 4) Атрибути персоналу, який проводив обстеження пацієнта.
- 5) Вид обстеження і дата / час його проведення.
- 6) Умови і параметри проведення дослідження пацієнта.
- 7) Параметри зображення або серії зображень, записаних у DICOM-файлі.
- 8) Унікальні ключі ідентифікації Unique Identifier (UID) груп даних, описаних у DICOM-файлі.
- 9) Зображення, серію або набір серій, отриманих при обстеженні пацієнта.
- 10) Уявлення, в першу чергу, PDF-документів в DICOM-файлі.
- 11) Подання DICOM-запису на оптичні носії, включаючи DVD формат.
- 12) DICOM-протокол для передачі / прийому по TCP / IP комп'ютерних мережах.

Стандарт DICOM дозволяє проводити інтеграцію медичного обладнання різних виробників, включаючи DICOM-сканери, DICOM-сервери, автоматизовані робочі місця і DICOM принтери в єдину радіологічну або клінічну інформаційну систему.

3.3.2 бібліотека GDCM

Всякий раз, коли медичні дані, особливо медичні зображення, генеруються в клінічних умовах, дані повинні бути збережені, так що зображення може бути витягнуте в тій же лікарні відразу, або після дослідження, або через кілька років, щоб визначити ефективність курсу лікування і дозволити порівняння декількох зображень для того ж пацієнта.

Digital Imaging and Communications in Medicine (цифрові зображення і комунікації в медицині) (DICOM) є стандартом, який регламентує цю можливість, вказавши обробки, зберігання, друку і передачі інформації в галузі медичної візуалізації.

Grassroots (Массовий) DICOM (GDCM) є реалізацією стандарту DICOM розроблений відкритим вихідним кодом, так що дослідники можуть отримати доступ до клінічних даних безпосередньо. GDCM включає в себе визначення формату файлів і мережевих протоколів зв'язку, обидва бути розширені, щоб забезпечити повний набір інструментів для дослідника.

В даній роботі бібліотека використовувалася для роботи з медичними зображеннями.

В даному розділі розглянуто розроблений алгоритм та механізми які необхідні для його виконання.

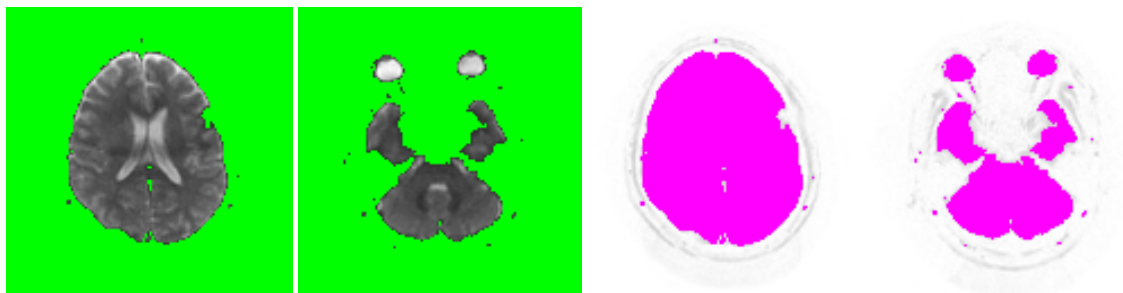
4 РЕЗУЛЬТАТ РОБОТИ АДАПТОВАНОГО МЕТОДУ ПОРОГОВОЇ ФІЛЬТРАЦІЇ

У даному розділі розглянуто результат роботи адаптованого методу порогової фільтрації та порівняно з роботою методу Otsu.

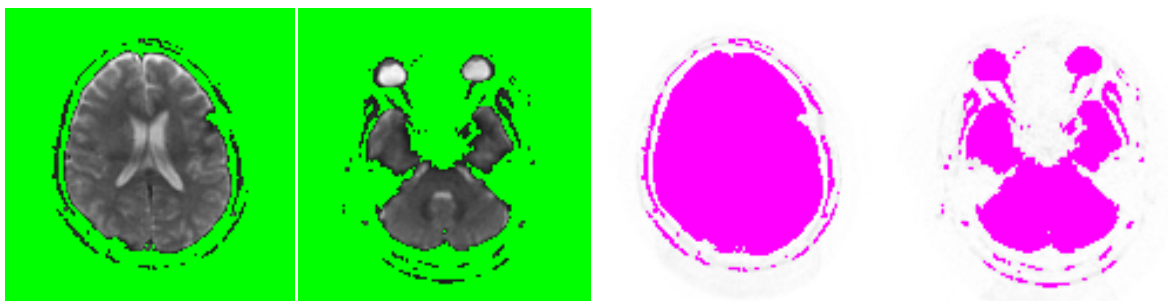
4.1 Результат дослідження

Дослідження проводилися на зображеннях динамічної контрастної магнітно-резонансної томографії. Даними перших шести зображень перфузії нехтуємо, тому що не досягнуто рівноважного сигналу в цих зображеннях. Для розрахунку в якості базового зображення (маски) були використані зрізи сьомого зображення перфузії [12].

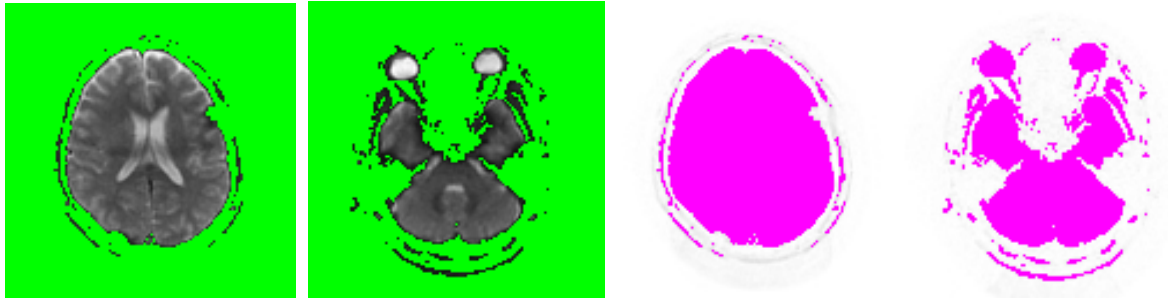
Розглянемо результат роботи алгоритму ISODATA.



Розглянемо результат роботи алгоритму Li.



Розглянемо результат роботи алгоритму MinError.



Розглянемо результат роботи алгоритму Otsu, який показав задовільний результат.

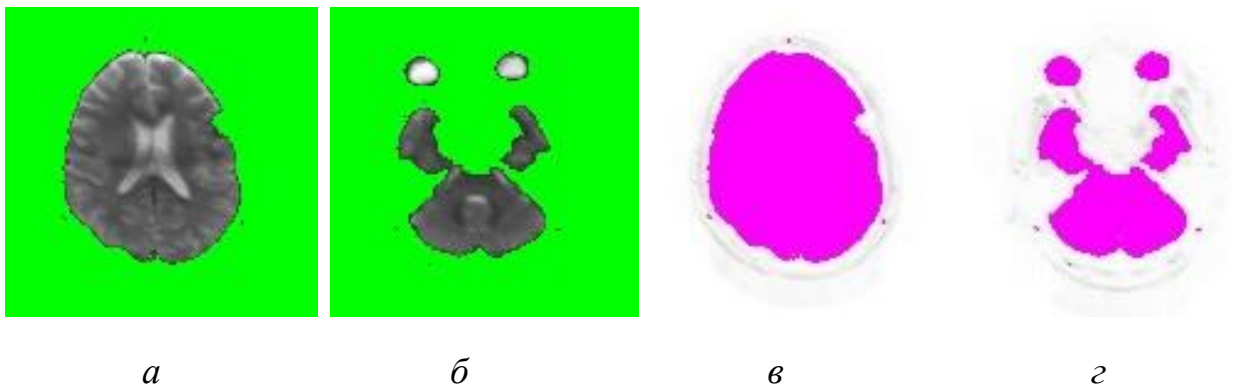


Рис. 1. Результат роботи алгоритму Otsu: *a* і *б* – дія на зонах низького контрасту, *в* і *г* – дія на зонах високого контрасту

На рис. 1, *a*, *б* показана робота алгоритму Otsu, він видаляє зони низького контрасту, але не придатний до зон високого контрасту (рис. 1, *в*, *г*). На зображення потрапили неінформативні дані. Результат роботи даного методу не запобігає потраплянню даних, які не характеризують тканини мозку на зображенні томографічного зрізу.

Розглянемо результат роботи адаптованого методу.

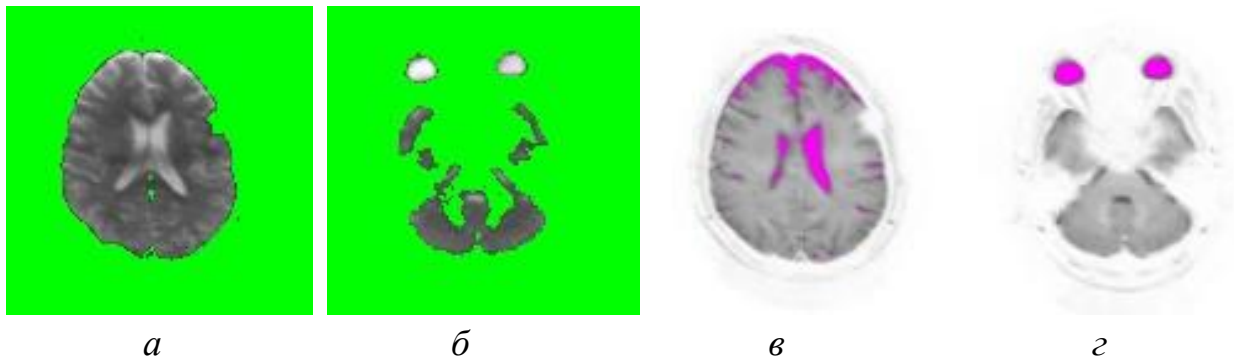


Рис. 2. Результат роботи адаптованого методу: *a* і *б* – дія на зонах низького контрасту, *в* і *г* – дія на зонах високого контрасту

На рисунку рис. 1, *a*, *б* показана робота адаптованого методу для зон низького контрасту, працює не гірше від методу Otsu. На рис. 1, *в*, *г* для зони високого контрасту маємо задовільний результат. Виділяються зони які не несуть дані для характеристики мозку.

4.2 Обговорення результатів дослідження

Переваги використання адаптованих модифікацій порогової фільтрації полягає в тому, що можливо визначити діапазон потрібних значень для даних кожного окремого дослідження. Автоматизація процесу визначення зони уваги на перфузійних МРТ-зображеннях та використання константних статистичних даних в якості обмежувачів для проведення порогової фільтрації даних. Робота методу в зонах високого і низького контрасту одночасно. Задовільний результат адаптованих модифікацій порогової фільтрації.

Недоліком даного рішення є робота алгоритма в зонах високого контрасту, особлива проблема виділення зони в центрі перфузійного МРТ-зображення, яка називається спинномозкова рідина або цереброспінальна рідина.

Користь від автоматизації визначення зони уваги дозволяє позбутися проблем до проведення кількісних розрахунків та візуалізації отриманих

результатів. Прискорює аналіз даних дослідження безпосередньо для лікарів, замінивши мануальний підхід. Динамічна контрастна МРТ використовується для полегшення проведення діагностики пацієнтів із інсультами та пухлинами головного мозку.

Дослідивши проблему автоматизації визначення зони уваги в перфузійних магнітно-резонансних дослідженнях, було розглянуто рішення використання адаптованих модифікацій порогової фільтрації, яке в майбутньому можна удосконалити.

ВИСНОВКИ

У даній статті була розглянута проблема автоматизації визначення зон уваги в перфузійно магнітно-резонансних дослідженнях. В результаті поставлених задач, були розглянуті існуючі методи порогової фільтрації, проаналізовані недоліки методу Otsu, як одного із найефективніших і найшвидших методів порогової фільтрації. Розроблений адаптований алгоритм порогової фільтрації, який показав задовільні результати при деяких недоліках. На основі адаптованого алгоритму порогової фільтрації розроблений та реалізований автоматизований підхід виділення зон уваги, який зменшує час для дослідження перфузії.